

5 WPAT

Title

Psychological factors of blood analysis and measurement device used in medical therapy field - includes operational part to process data obtained from probes and to display it on screen of display unit

Patent Data

Family JP08182665 A 96.07.16 \* (9638) 8p A61B-005/14

Priority N° 94.12.28 94JP-328812

Appli. data 94JP-328812 94.12.28

Abstract

basic abstract

JP08182665 A The device includes a probe (10) of detention needle type used with respect to intraarterial blood vessel by a second probe (20) of catheter type is used to penetrate the intravenous bloodvessel. The two probes are operated by a control part (40).

Operational results obtained by the two probes is indicated on adisplay part (50).

The operational result, indicates various factors such as PH, PO2, PCO2, BE, HCO3. The outputs of the two probes are processed in the operational part. The processing indicates difference in each parameter and its change ratio.

USE/ADVANTAGE - For continuous monitoring of PH, PO, PCO2 and HCO3 in blood of patients. Enables body condition to be grasped easily. Obtains reliable information. (Dwg.1/7)

Patentee & Inventor

Assignee (TERU) TERUMO CORP

Accession Codes

Number 96-378287/38

Codes

Derwent Classes P31 S03 S05

Other Data

Non CPI secondary N96-318827

NUM 1 patent(s) 1 country(s)

IC1 A61B-005/14

Image File Name WPG83VZ1.GIF

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平8-182665

(43)公開日 平成8年(1996)7月16日

(51)Int.Cl.<sup>9</sup>

A 6 1 B 5/14

識別記号

3 1 0

庁内整理番号

7638-2J

F I

技術表示箇所

審査請求 未請求 請求項の数9 O L (全 8 頁)

(21)出願番号

特願平6-328812

(22)出願日

平成6年(1994)12月28日

(71)出願人 000109543

テルモ株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目44番1号

(72)発明者 牧 伸

神奈川県足柄上郡中井町井ノ口1500番地

テルモ株式会社内

(72)発明者 関位 重和

神奈川県足柄上郡中井町井ノ口1500番地

テルモ株式会社内

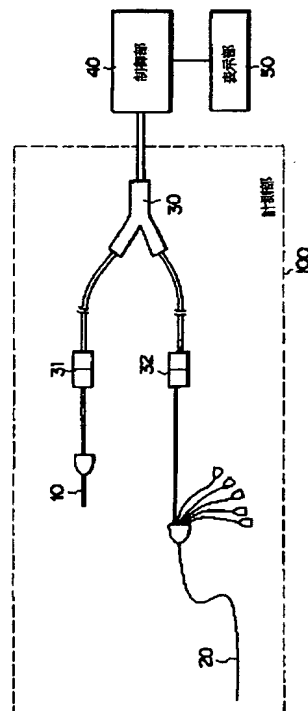
(74)代理人 弁理士 大塚 康徳 (外1名)

(54)【発明の名称】 血中分析対象物計測装置

(57)【要約】

【目的】 生体の局所場での直接的な血液ガス連続情報を得ることにより、ターゲットとした臓器の状態把握を容易にする新規な血液ガス連続計測装置を提供する。

【構成】 動脈血管側に用いる留置針タイプのプロープ10と、静脈血管側に用いるカテーテルタイプのプロープ20において検出された血液ガス情報が、制御部40で演算され、該演算結果が表示部50に表示される。表示部50には、例えば各プロープのpH、PO<sub>2</sub>、PCO<sub>2</sub>、BE、HCO<sub>3</sub><sup>-</sup>の値や、更に演算部40において2本のプロープからの情報を比較、演算することにより各パラメータの差や比、割合の変化等を表示する。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 生体における血液中の分析対象物を計測する装置であって、

動脈に留置される第1のセンサプローブと、  
 静脈に留置される第2のセンサプローブと、  
 前記第1のセンサプローブと前記第2のセンサプローブ  
 で検出された信号を演算する演算手段と、  
 前記演算手段による演算結果を表示する表示手段とを有  
 することを特徴とする血中分析対象物計測装置。

【請求項2】 前記表示手段は、前記演算手段による演  
 算結果を前記第1のセンサプローブと前記第2のセンサ  
 プローブとの間に存在する臓器における情報として表示  
 することを特徴とする請求項1記載の血中分析対象物計  
 測装置。

【請求項3】 前記第2のセンサプローブは体内の所望  
 位置に挿入可能なカテーテル形状であることを特徴と  
 する請求項1記載の血中分析対象物計測装置。

【請求項4】 前記演算手段は、前記第1のセンサプロ  
 ーブで検出された信号のみで演算可能であることを特徴  
 とする請求項1記載の血中分析対象物計測装置。

【請求項5】 前記演算手段は、前記第2のセンサプロ  
 ーブで検出された信号のみで演算可能であることを特徴  
 とする請求項1記載の血中分析対象物計測装置。

【請求項6】 前記第1のセンサプローブは静脈に留置  
 可能であることを特徴とする請求項1記載の血中分析対  
 象物計測装置。

【請求項7】 前記第2のセンサプローブは動脈に留置  
 可能であることを特徴とする請求項1記載の血中分析対  
 象物計測装置。

【請求項8】 前記第1及び第2のセンサプローブは、  
 前記分析対象物の濃度に応じて発光強度又は消光速度が  
 変化する感応手段と、  
 前記発光強度又は消光速度を光学的な情報として伝達す  
 る伝達手段とを有することを特徴とする請求項1記載の  
 血中分析対象物計測装置。

【請求項9】 前記分析対象物は、pH、 $\text{PO}_2$ 、 $\text{PCO}_2$   
 であることを特徴とする請求項1記載の血中分析対  
 象物計測装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【産業上の利用分野】本発明は血中分析対象物計測装置  
 及びその方法に関し、例えば、人体血中のpH、 $\text{PO}_2$ 、 $\text{PCO}_2$ の  
 ような多重因子を計測する血中分析対象  
 物計測装置及びその方法に関する。

## 【0002】

【従来の技術】現在の医療の現場では、生命維持をはじ  
 め、種々のME機器が多機能且つ高性能化してきてお  
 り、これに伴い刻々に変化する病態に応じた素早い治療  
 を行うため、身体機能のパラメータをリアルタイムに監  
 視することが重要になってきている。監視すべきパラメ

ータの中には、血液に関するものも重要であり、例えば  
 血中のpH、 $\text{PO}_2$ 、 $\text{PCO}_2$ の状態が挙げられる。これ  
 らのパラメータの監視を目的として、現在までに様々な  
 技術が提案されている。近年、特に有望な技術として、  
 血中の分析対象物に対して感応性である蛍光体と、その  
 情報を伝達する光ファイバーとを基本構成とした血中パ  
 ラメータ連続測定装置が登場している。

【0003】従来の血液ガス検査は、*in vitro*  
 で間欠的に行われるものであり、通常とう骨動脈や、上  
 腕、大腿動脈よりへパリナイズされた注射器で血液を採  
 取し、氷冷して検査室に運ばれ、測定されている。従っ  
 て、採血から結果報告までに10～20分はかかるのが  
 普通である。

【0004】従来の血液ガス計測装置における計測原理  
 は、電極により電位等を計測する他、染料蛍光体の発光  
 現象に基づいている。蛍光体は装置本体よりその蛍光体  
 特有の励起波長の光をファイバーを通じて与えられ、血  
 中の分析対象物濃度に依存してその発光強度を変化させ  
 る。この蛍光シグナルは該ファイバーを通じて装置本体  
 中の光検出器に取り込まれる。蛍光シグナルは分析対象  
 物濃度の関数で表わされるため、蛍光シグナルを検出す  
 ることにより、分析対象物の濃度を定量することができ  
 る。

【0005】以上のようにして計測された血液ガスデー  
 タは、以下に示す生理学的プロセスについて有用な情報  
 を提供している。即ち、全身代謝、肺胞換気、酸素化、  
 酸-塩基平衡である。

【0006】しかしながら、上記従来の血液ガス計測装  
 置においては、採血から結果報告までに最低でも10分  
 程度の時間を要していたため、リアルタイムな情報を得  
 ることはできなかった。

【0007】一方、留置針タイプのプローブにより血液  
 ガスを連続的に計測する装置も近年開発されており、こ  
 れにより血液ガスのリアルタイムな計測を連続的に行う  
 ことができるようになった。

## 【0008】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、上記従  
 来例の血液ガス計測装置において計測される血液ガス情  
 報は、あくまでも間欠的であったり、人体総体に関する  
 ものである。

【0009】人体において病巣を特定し、刻々と変換す  
 る病態に応じた治療を施すためには、多数且つ詳細な生  
 体情報が必要である。例えば、脳、肝臓、心臓、腎臓等  
 の生体の局所の状態について、より直接的な情報を正確  
 に解りやすく把握する必要がある。即ち、生体の局所  
 における正確かつリアルタイムな情報を連続的に得ること  
 が望まれる。

【0010】本発明は上述した課題を解決するためにな  
 されたものであり、生体の局所における正確かつリアル  
 タイムな血液ガス情報を連続的に計測可能な血中分析対

象物計測装置を提供することを目的とする。

【0011】

【課題を解決するための手段】上述した目的を達成するために、本発明は以下の構成を備える。

【0012】即ち、生体における血液中の分析対象物を計測する装置であって、動脈に留置される第1のセンサプローブと、静脈に留置される第2のセンサプローブと、前記第1のセンサプローブと前記第2のセンサプローブで検出された信号を演算する演算手段と、前記演算手段による演算結果を表示する表示手段とを有することを特徴とする。

【0013】例えば、前記表示手段は、前記演算手段による演算結果を前記第1のセンサプローブと前記第2のセンサプローブとの間に存在する臓器における情報として表示することを特徴とする。

【0014】例えば、前記第2のセンサプローブは体内の所望する位置に挿入可能なカテーテル形状であることを特徴とする。

【0015】例えば、前記演算手段は、前記第1のセンサプローブで検出された信号のみで演算可能であることを特徴とする。

【0016】例えば、前記演算手段は、前記第2のセンサプローブで検出された信号のみで演算可能であることを特徴とする。

【0017】例えば、前記第1のセンサプローブは静脈に留置可能であることを特徴とする。

【0018】例えば、前記第2のセンサプローブは動脈に留置可能であることを特徴とする。

【0019】例えば、前記第1及び第2のセンサプローブは、前記分析対象物の濃度に応じて発光強度又は消光速度が変化する感応手段と、前記発光強度又は消光速度を光学的な情報として伝達する伝達手段とを有することを特徴とする。

【0020】例えば、前記分析対象物は、pH、 $P_{O_2}$ 、 $PCO_2$ であることを特徴とする。

【0021】

【作用】以上の構成により、前記第1のセンサプローブを動脈に留置し、前記第2のセンサプローブを前記臓器の主幹となる静脈に留置することにより、前記第1のセンサプローブと前記第2のセンサプローブで検出された信号を演算手段において演算し、該演算結果を前記臓器における情報として表示手段に表示することが可能となる。従って操作者は、前記臓器における血中分析対象物の情報をリアルタイムに連続して知ることができるという特有の作用効果が得られる。

【0022】尚、本発明の他の特徴及び利点は本発明の原理を例示として図示した添付図面と共に、次の詳細な説明から明らかとなろう。

【0023】

【実施例】以下、本発明に係る一実施例について、添付

図面を参照して詳細に説明する。

【0024】本実施例における血液ガス計測装置の外観を、図1に示す。図1において100が計測部であり、計測部100で計測された各情報は血液ガス計測装置本体である制御部40に送られ、後述する所定の演算処理により血液ガス情報として表示部50に表示される。従って、操作者は表示部50に表示された血液ガス情報により、現在計測中である被験者の局所の状態を検知することができる。尚、制御部40と表示部50とは、一体型となっていてもちろんかまわない。

【0025】計測部100は2本のプローブを備える。10は主に動脈血管側に用いる留置針タイプのプローブであり、20は主に静脈血管側に用いるカテーテルタイプのプローブである。これら各プローブは、詳細は後述するが、制御部40の内部に備えられた光源から発せられた光を適切な出射光とするための光学系と、プローブ先端に備えられた受光系とを有している。また、プローブ10は主に動脈血管側に用いるものであるが、静脈血管側に用いることもできる。同様に、プローブ20は動脈にも使用できるものである。

【0026】留置針タイプのプローブ10とカテーテルタイプのプローブ20は、それぞれの光ファイバ用コネクタに31、32に接続され、該コネクタ31、32をもって着脱可能としている。尚、コネクタ31及び32は同一のものであり、従ってプローブ10及び20を互いに入れ替えて装着することも可能である。該コネクタ31、32と制御部40とを接続するコードは、コネクタ31、32より30cmのところでY字形状となるよう一本化される(30)。

【0027】本実施例の血液ガス計測装置は、人体の局所的な血液ガス情報を得るためのものであるため、留置針タイプの動脈用プローブ10は動脈、好ましくはとう骨動脈等の末梢側の動脈に留置される。尚、この動脈用プローブ10は、所定の臓器に最も近い動脈に留置するのが測定上好ましいが、血栓形成またそれに伴う栓塞の恐れがあるため、とう骨動脈等の末梢側の動脈に留置するのがより好適である。一方、カテーテルタイプの静脈用プローブ20は、ターゲットとした臓器の主幹となる静脈系の、可能な限り臓器に近接した部位にそのセンサ一部が位置するように留置される。各プローブは制御部40に接続されており、それぞれから得られる情報を後述するように比較演算して、モニタ等の表示部50に表示する。

【0028】留置針タイプの動脈用プローブ10の形状を、図2に示す。動脈用プローブ10は直径1.0mm以下、長さ10cm以下であり、好ましくは直径0.5mm以下、長さ5cm以下である。また、一般的な留置針ガイドに挿入、固定できるように構成されている。プローブ10は血管壁の損傷を軽減させるため、可撓性且つ鋭利な部分を持たない構造になっている。また、長時

間の留置に対応するために、血液接触部分には例えばヘパリンコーティング等の抗血栓性処理が施されている。プローブ10の他方は、図1でも示した光ファイバ用コネクタ31に接続されている。

【0029】また、心臓、肝臓、腎臓、肺に使用するカテーテルタイプの静脈用プローブ20の形状を、図3に示す。静脈用プローブ20は、好ましくは直径1.0～3.0(更に望ましくは成人であれば1.7～2.3)mm、有効長120cm以下であり、表面には抗血栓性処理法、例えばヘパリンコーティングが施されている。

【0030】図3に示すカテーテルタイプの静脈用プローブは、先端部約1cmを鋭角とならない範囲で屈曲させたS字カーブ状の形状付けが施されており、実際の鋭角な血管走行に則したものとなっている。尚、カテーテル形状は例えばJカーブやZカーブを呈していても良い。そして、カテーテルの体内留置部分、即ち有効部分には体内挿入長の目安とするために、先端より10cm単位毎にマークが印刷されている。

【0031】このカテーテル先端部には、血液採取及び血圧測定用口68が備えられている。また、肺をターゲットとする場合に限り、カテーテル先端を静脈血流のせて体内の目的位置付近に導くためのバルーン機構69を備える場合もある。該バルーン機構にエア若しくは二酸化炭素ガスが注入された様子を図4に示す。

【0032】更に、65は血液ガスセンサ開口部であり、後述するセンサ部が露呈されている。66は造影剤注入口、67は輸液剤注入口である。

【0033】カテーテル材料は軟質塩化ビニルであり、造影時に位置を確認しやすくするため、三酸化ビスマス混練してある。尚、該静脈留置プローブ20を脳に対して使用する場合には、好ましくは動脈側留置針タイプのプローブ10と同形状のものを併用して、頸静脈に留置する。

【0034】図3に示すカテーテルタイプの静脈用プローブ20は、図5に示すように血液ガス計測用ルーメン51、血液採取用ルーメン52、血圧測定用ルーメン52'、輸液用ルーメン53、造影剤注入用ルーメン54、バルーン用エア注入用ルーメン55、温度又は流速測定用ルーメン56からなる。尚、血圧測定用ルーメン52'は血液採取用ルーメン52と共通であり、必要に応じて使用される。各ルーメンはマニホールド60を介してプローブ20内に集合され、血液ガス計測用ルーメン51は光ファイバ用コネクタ32に、温度又は流速測定用ルーメン56はサーミスタ用コネクタ63に、その他のルーメンはそれぞれルーアーコネクタ62に接続されている。

【0035】以下、上述した2本のプローブ10及び20の基本構成を図6に示し、説明する。

【0036】上述した2本のプローブ内のセンサの基本的な構成要素は動/静脈用で共通であり、その基本要素

として血中のプロトン、 $\text{PO}_2$ 、 $\text{PCO}_2$ により発光又は消光を受ける色素蛍光体を含む。

【0037】図6に、例えばプローブ10の詳細構成を示す。プローブ10は直径0.5mm以下であり、内部に光ファイバよりなるpHプローブ11、 $\text{PO}_2$ プローブ12、 $\text{PCO}_2$ プローブ13を備えている。これら3本のファイバプローブは外層膜14で被覆されることにより、プローブ10として一体化されている。

【0038】pHプローブ11においては、pH感受性蛍光体17として1-ヒドロキシ-3,6,8-ピレントリスルホン酸を備え、 $\text{PO}_2$ プローブ12及び $\text{PCO}_2$ プローブ13においては、酸素感受性蛍光体16としてトリス(2,2'-ビピリジン)ルテニウム(II)錯体を含む。これら物質は適切なマトリックス中に固定されており、それぞれの露出された光ファイバプローブ11～13のコアを取巻く形で、各ファイバ端部に固定されている。

【0039】また、上述した各蛍光体により全ての方向に発せられる蛍光を効率良く制御部40に送信するために、各ファイバプローブに反射体15を実装する。反射体15は、エポキシ系接着剤に反射性物質を適量混練し、これをマトリックス先端に塗布・硬化させる。反射性物質として、好ましくは $\text{TiO}_2$ 粉末を利用する。

そしてこれら複数のファイバプローブ群を酸素等の血中ガス及びプロトン透過性である孔径を制御した高分子膜14が覆っている。高分子膜14としては、好ましくはポリエチレン多孔質膜、シリコン系素材である。また、プローブ20においては、例えば血液ガス測定用ルーメン51内に、図6に示すような3本のファイバプローブを外装で被覆した構造を持つプローブを挿入して構成することができる。

【0040】以上説明したように、各蛍光体は直接又は間接的に各ファイバプローブの光導波路(光ファイバ)の先端部に固定されており、光導波路の他方端部は制御部40に接続されている。制御部40より光ファイバを通じて適切な励起光が蛍光体に与えられ、蛍光体からの発光が同一のファイバを通じて制御部40に送信される。従って、各ファイバプローブはその先端部より、反射体、蛍光体、ファイバ端部の構造をなすことが望ましい。光ファイバはpH、 $\text{PO}_2$ 、 $\text{PCO}_2$ 用にそれぞれ各一本が基本的に用いられる。本実施例における動/静脈用プローブ10、20は上述した図6に示すようなセンサ構成からなり、この各プローブにおいて、各蛍光体の発光及び消光強度が計測される。各蛍光体による発光・消光の強度は血中のpH、 $\text{PO}_2$ 、 $\text{PCO}_2$ に関係づけることができるため、本実施例装置において該強度を計測することにより、血中のpH、 $\text{PO}_2$ 、 $\text{PCO}_2$ をモニターすることができる。

【0041】以上説明したように、プローブ10及び20は、その先端に上述した図6に示すセンサ構成によ

り、血中のpH、 $PO_2$ 、 $PCO_2$ を検出することができる。検出された情報は光ファイバケーブル11~13の情報伝達媒体を通じて、制御部40に送信される。以下、制御部40における演算処理の一例について説明する。

【0042】本実施例における制御部40では、プローブ10及び20からの情報により、以下の項目を演算により求める。

【0043】まず、制御部40において動脈用プローブ10から得られるpH、 $PO_2$ 、 $PCO_2$ 、BE、 $HCO_3^-$ の各パラメータ情報をそれぞれpHat、 $PO_{2at}$ 、 $PCO_{2at}$ 、BEat、 $HCO_3^-at$ とし、同様に静脈用プローブ20からはpHve、 $PO_{2ve}$ 、 $PCO_{2ve}$ 、BEve、 $HCO_3^-ve$ が得られるとする。すると制御部40では、この2本のプローブからの各パラメータ情報を比較、演算することにより、各パラメータの差として、 $\Delta pH$ 、 $\Delta PO_2$ 、 $\Delta PCO_2$ 、 $\Delta BE$ 、 $\Delta HCO_3^-$ を算出する。尚、ここで $\Delta pH = pHat - pHve$ であり、他も同様である。そして更に、各パラメータの比として、 $pHat / pHve$ 、 $PO_{2at} / PO_{2ve}$ 、 $PCO_{2at} / PCO_{2ve}$ 、 $BEat / BEve$ 、 $HCO_3^-at / HCO_3^-ve$ を算出する。そして更に、各パラメータにおける変化の割合（ $PO_{2at} - PO_{2ve} / PO_2$ ）等を算出する。

【0044】以上示したような情報が制御部40において算出されると、例えば代謝性酸-塩基平衡異常の病巣の確定及びその度合の把握が可能となる。又、ターゲットとした臓器の酸素摂取量を把握できる。

【0045】酸素含有量 $CaO_2$ は一般に次の式で示される。

$$【0046】CaO_2 = (Hb \times 1.34 \times SaO_2) + (0.003 \times PO_2) \quad 30$$

つまり、酸素含有量にはヘモグロビンと結合した酸素（ $Hb \times 1.34 \times SaO_2$ ）及び血漿中の溶存酸素（ $0.003 \times PO_2$ ）が含まれている。ヘモグロビンと結合した酸素の総量はヘモグロビン含量（Hb）とヘモグロビンの酸素結合容量（ $1.34 \text{ ml } O_2 / \text{g Hb}$ ）とヘモグロビンの酸素飽和度（ $SaO_2$ ）の積として得られる。この式はあらゆる血液や血漿サンプルの酸素含量を計算するのに用いることができる。

【0047】酸素摂取量は、即ちターゲットである臓器を挟む動脈側と静脈側血液の酸素含量の差 $\Delta CaO_2$ であるため、Hb、 $SaO_2$ が概知であれば、本実施例において $PO_2$ 計測を動・静脈同時に行うことにより、制御部40では酸素摂取量が算出できる。尚、 $SpO_2$ （ $SpO_2$ ）は、近年のパルスオキシメトリの普及により迅速且つ手軽に計測できる。

【0048】従来の $PCO_2$ 値の臨床的意味の一つは、高炭酸ガス血症と低炭酸ガス血症とを区別するための値として用いることにある。即ち、 $PCO_2$ が45 mmHg以上で高炭酸ガス血症、35 mmHg以下で低炭酸ガ

ス血症であると診断される。高炭酸ガス血症は一般に低換気状態を示すことが多い。その関係は

$$PCO_2 = VCO_2 \times 0.863 / VA \quad (VCO_2: \text{炭酸ガス産生量}) \quad (VA: \text{肺胞換気量})$$

により明らかである。従って、動脈血における $PCO_2$ は肺疾患を評する有要な臨床データとなっている。

【0049】本実施例における血液ガス計測装置によれば、上記評価に加えて、更に各臓器の炭酸ガス生産量 $\Delta PCO_2$ を直接評価することができる。臓器の状態を把握する上で、臓器別 $\Delta PCO_2$ も重要な臨床データである。例えば肺疾患を併発していても $\Delta PCO_2$ の値は影響を受けないため、臓器レベルでの $\Delta PCO_2$ を知ることができる。

【0050】以上、本実施例によって新規に得られる情報の一例を示したが、本実施例を提供することにより、更なる有用な情報が得られることはもちろんである。

【0051】以下、図7に本実施例の表示部50における表示例を示す。図7の(a)においては、例えば肝臓をターゲットとした場合の表示例を示す。81に、現在のターゲットが肝臓であることを示すマークが表示される。これは例えば表示部50に併設された不図示の操作部により設定しても良い。82には、例えば $pHat / pHve$ の時間変化を示すグラフや、同様に、 $(PO_{2at} - PO_{2ve}) / PO_2$ 、及び $PCO_{2at} / PCO_{2ve}$ の時間変化を示すグラフをリアルタイムに表示している。また、83には各情報の変化の割合を符号付きでパーセント表示している。

【0052】図7の(a)はあくまでも表示部50における表示の一例であり、例えば上述した酸素摂取量 $\Delta CaO_2$ を表示するようにしても良い。表示部50における表示内容は、臨床状況に応じて変更可能であり、例えば不図示の操作部により表示内容が設定可能である。

【0053】図7の(a)はターゲットが肝臓である場合の表示例であるが、ターゲットが他の臓器である場合にも、図7の(a)と同様に表示される。図7の(b)に、図7の(a)において81に表示される臓器を特定するマークの一覧を示す。

【0054】以上説明したように本実施例によれば、血液ガス計測装置において動脈用プローブと静脈用プローブとを設けたことにより、操作者はターゲットとした臓器の状態を直接的、リアルタイムに適切に把握することが可能となる。

【0055】尚、本実施例はターゲットとする臓器を挟んで動脈及び静脈にプローブを留置することにより、局所的な状態把握を行うことを特徴とするが、例えばどちらか一方のプローブのみによっても、従来の血液ガス計測装置と同様の機能を果たすことができる。

【0056】以上、本発明の一例を説明したが、当業者にとって本発明の精神と範囲から逸脱することなく種々の変更を行うことができるであろう。従って、本発明は

上記の請求項以外によって限定することを意図するものではない。

【0057】また、本発明は例えば装置にプログラムを与えることにより実現されても良いし、複数の装置により構成されるシステムとして実現されても良い。

【0058】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、血液ガス計測装置において動脈用プローブと静脈用プローブとを設けたことにより、操作者は生体の局所場における直接的な血液ガス情報を連続的に得ることができ、ターゲットとした臓器の状態把握を容易に行うことができる。更に、第2のセンサプローブをカテーテル形状としたことにより、ターゲットとした臓器近傍まで確実にプローブを挿入でき、正確な情報を得ることができる。更に、第1又は第2のプローブからの信号のみでも演算が可能であることにより、第1、第2プローブ単独での使用も可能となる。更に、第1プローブは静脈にも挿入可能、第2プローブは動脈にも挿入可能であることにより、第1プローブ及び第2プローブの適用範囲が拡大し、場合に応じて使い分けることができる。更に、第1

10

20

観図である。

【図2】本実施例における留置針タイプの動脈用プローブを示す図である。

【図3】本実施例におけるカテーテルタイプの静脈用プローブを示す図である。

【図4】本実施例におけるカテーテルのバルーンにエアが注入された様子を示す図である。

【図5】本実施例におけるカテーテルルーメンを示す図である。

【図6】本実施例のプローブにおけるセンサ構成を示す図である。

【図7】本実施例の表示部における表示例を示す図である。

【符号の説明】

10 動脈用プローブ

20 静脈用プローブ

40 制御部

50 表示部

31, 32 コネクタ

11 pHプローブ

12 PO<sub>2</sub>プローブ

13 PCO<sub>2</sub>プローブ

14 外層膜

15 反射体

16 酸素感受性蛍光体

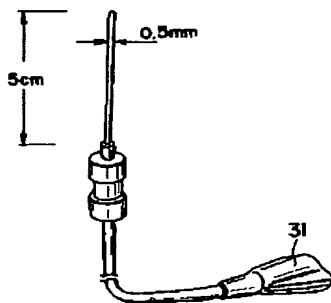
17 pH感受性蛍光体

【0059】

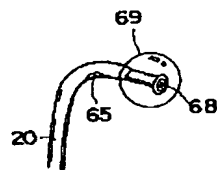
【図面の簡単な説明】

【図1】本発明に係る一実施例の血液ガス計測装置の外

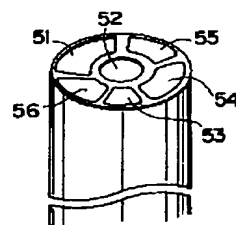
【図2】



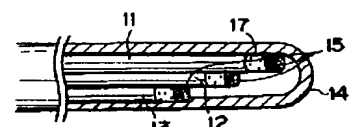
【図4】



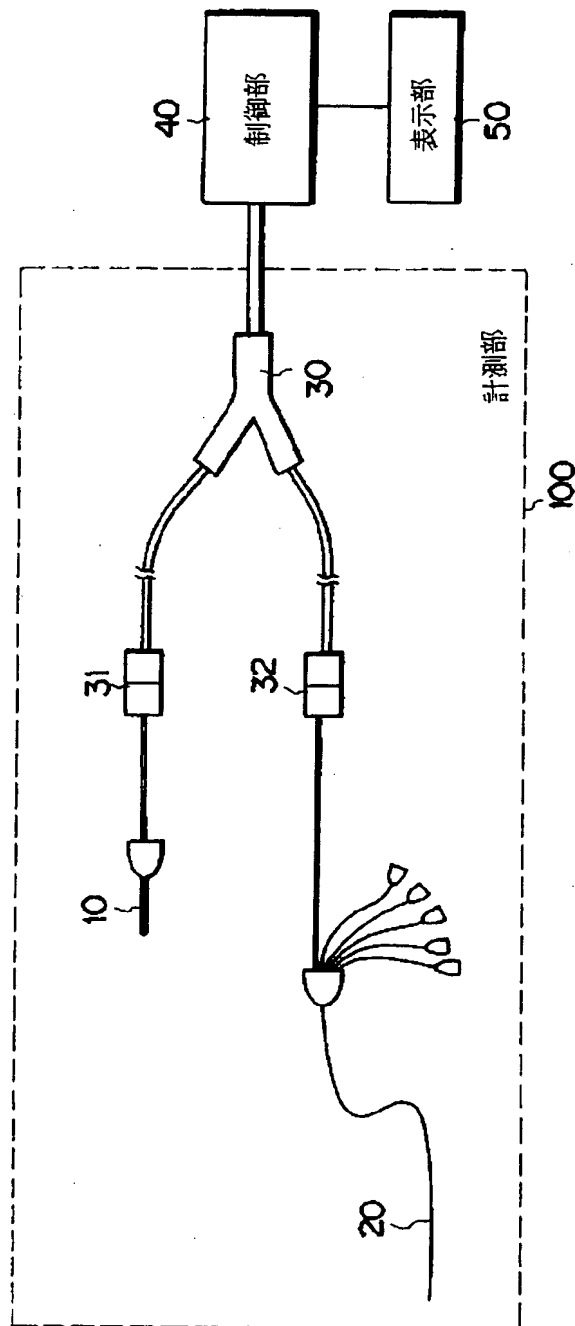
【図5】



【図6】

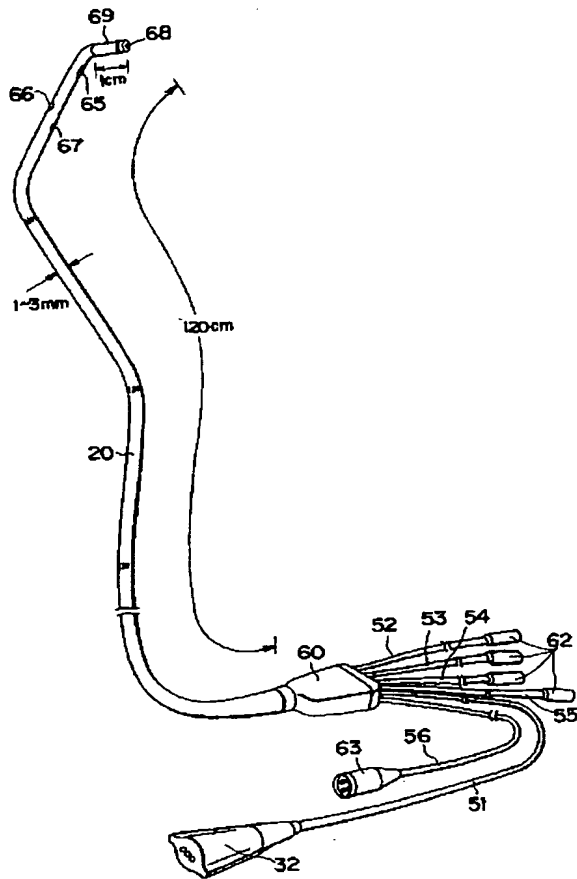


【図1】

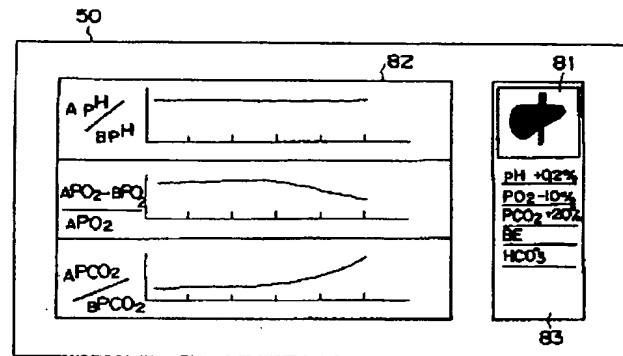




【図3】



【図7】



(a)

肝臓	
脳	
心臓	
腎臓	
肺	

(b)

